

# PULSE WAVE ANALYZER, PULSE WAVE SENSOR AND PULSE WAVE DETECTOR

**Publication number:** JP6261870

**Publication date:** 1994-09-20

**Inventor:** AMANO KAZUHIKO; ISHIYAMA HITOSHI; KODAMA KAZUO

**Applicant:** SEIKO EPSON CORP

**Classification:**

- international: **A61B5/0245; A61B5/024;** (IPC1-7): A61B5/0245

- european:

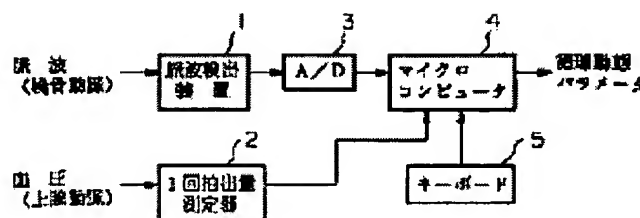
**Application number:** JP19930051072 19930311

**Priority number(s):** JP19930051072 19930311

Report a data error here

## Abstract of JP6261870

**PURPOSE:** To simultaneously execute measurement by a sensor and diagnosis based on the tactile sense of a diagnosing person and to measure a circulating kinelic parameter without damaging the patient's body as well. **CONSTITUTION:** A microcomputer 4 detects the radial arterial waves of the patient via the pulse wave detector 1 and executes the simulation based on the radial arterial wave form i.e., the processing to as well join the values of the respective elements of electric circuits simulating the system from the central part to the peripheral part of the artery system of the human body in such a manner that the response waveforms when the electric signals corresponding to the pressure waves of the aorta origin part coincide with the radial arterial waves. The values of the respective elements obtd. by such joining is outputted as the circulating constituted of thin rubber globes and a thin strain gage adhered to the rubber globes and, therefore, the diagnosing person is able to simultaneously make the diagnosis based on its own tactile sensor.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-261870

(43)公開日 平成6年(1994)9月20日

(51)IntCl. <sup>5</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/0245		7638-4C	A 6 1 B 5/ 02	3 1 0 J
		7638-4C		3 1 0 M
		7638-4C		3 1 0 N

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 17 頁)

(21)出願番号 特願平5-51072

(22)出願日 平成5年(1993)3月11日

(71)出願人 000002369

セイコーエプソン株式会社

東京都新宿区西新宿2丁目4番1号

(72)発明者 天野 和彦

長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

(72)発明者 石山 仁

茨城県取手市取手3丁目3番18号

(72)発明者 児玉 和夫

神奈川県横浜市緑区あざみ野3丁目31番43号

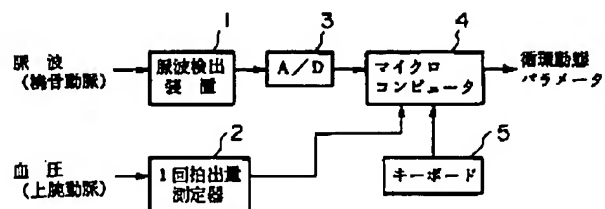
(74)代理人 弁理士 志賀 正武 (外2名)

(54)【発明の名称】 脈波解析装置、脈波センサおよび脈波検出装置

(57)【要約】

【目的】 患者の身体を損傷することなく循環動態パラメータを測定するとともに、センサによる計測と診断者の触覚に基づく診断とを同時に行う。

【構成】 マイクロコンピュータ(4)は、脈波検出装置(1)を介して患者の橈骨動脈波を検出し、この橈骨動脈波形に基づくシミュレーション、すなわち、大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号を与えたときの応答波形が橈骨動脈波と一致するように人体の動脈系の中枢部から末梢部に至る系を模した電気回路の各素子の値を合せ込む処理を行い、この合せ込みにより得られた各素子の値を循環動態パラメータとして出力する。さらに、脈波センサS1は薄いゴム手袋と、このゴム手袋に接着された薄状の歪ゲージとから構成されるため、診断者は自らの触覚に基づく診断を同時に行うことが可能である。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 被験者の橈骨動脈波を検出する複数の脈波センサと、

人体の動脈系の中枢部から末梢部に至る系を模した電気回路の各素子の値を算出する手段であって、大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号を与えたときに該電気回路から得られる出力信号波形が前記橈骨動脈波に対応した波形となるように該電気回路の各素子の値を算定する評価手段とを具備することを特徴とする脈波解析装置。

【請求項2】 診察者の指に装着される薄膜部材と、前記薄膜部材に固着された薄状の圧力検出手段とを具備することを特徴とする脈波センサ。

【請求項3】 診察者の指に装着される薄膜部材と前記薄膜部材に固着された薄状の圧力検出手段とから成る脈波センサと、

前記脈波センサの検出信号から直流成分を検出する直流成分検出手段と、

前記脈波センサの検出信号から交流成分を検出する交流成分検出手段と、

前記直流成分検出手段における検出結果を適宜記憶する記憶手段と、

前記記憶手段に記憶されたデータと前記直流成分検出手段における検出結果との差を出力する減算手段とを具備することを特徴とする脈波検出装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】この発明は、脈診に用いて好適な脈波評価装置、脈波センサおよび脈波検出装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】循環器系の状態を診断する場合、最も一般的に測定されるのが血圧や心拍数である。しかし、さらに詳しい診断を行うためには血管の粘性抵抗やコンプライアンス（粘弾性）といった循環動態パラメータを測定することが必要となる。従来、このような循環動態パラメータを測定するためには、大動脈起始部と切痕部の圧力波形及び血流量を測定する必要があり、その測定法としては、動脈にカテーテルを挿入し直接測定する方法または超音波等で間接的に測定する方法があった。

【0003】一方、中国医学においては、橈骨動脈に沿って被験者の腕の三箇所（寸、関、尺）に診断者の指を押し当て、これによって脈診を行う方法（寸口法）が知られている。また、圧電素子を用いて、寸口法による診断を自動的に行う脈診器も提案されている（特公昭57-52054号公報）。さらに、これら圧電素子の押圧力を均等にすべく、空気圧によって圧電素子を押圧する技術も知られている（特開平4-9139号公報）。

## 【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、動脈にカテーテルを挿入する方法によれば、侵襲的な大がかり

な装置を必要とするという問題があった。一方、超音波等で間接的に循環動態パラメータを測定する方法によれば、血管内の血流を非侵襲的に観測することができ、この方法は熟練を要するものであり、また、測定のための装置も大掛かりなものになってしまうという問題があった。

【0005】一方、特公昭57-52054号公報あるいは特開平4-9139号公報に開示された脈診器にあっては、単に脈波を測定することは可能であるが、その測定結果に基づいて循環動態パラメータを求め得るものではない。さらに、これら脈診器は、センサによる計測と、診断者の触覚に基づく診断とを同時に行うことが不可能であるという問題があった。

【0006】この発明は上述した事情に鑑みてなされたものであり、安価な構成であり、かつ、非侵襲的に循環動態パラメータの評価をすることができる脈波解析装置を提供することを第1の目的としている。また、この発明は、センサによる計測と診断者の触覚に基づく診断とを同時に行うことができる脈波センサを提供することを第2の目的とし、この脈波センサに用いて好適な脈波検出装置を提供することを第3の目的としている。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため、請求項1に記載の構成にあっては、被験者の橈骨動脈波を検出する複数の脈波センサと、人体の動脈系の中枢部から末梢部に至る系を模した電気回路の各素子の値を算出する手段であって、大動脈起始部の圧力波に対応した電気信号を与えたときに該電気回路から得られる出力信号波形が前記橈骨動脈波に対応した波形となるように該電気回路の各素子の値を算定する評価手段とを具備することを特徴としている。

【0008】また、請求項2に記載の構成にあっては、診察者の指に装着される薄膜部材と、前記薄膜部材に固着された薄状の圧力検出手段とを具備することを特徴としている。

【0009】また、請求項3に記載の構成にあっては、診察者の指に装着される薄膜部材と前記薄膜部材に固着された薄状の圧力検出手段とから成る脈波センサと、前記脈波センサの検出信号から直流成分を検出する直流成分検出手段と、前記脈波センサの検出信号から交流成分を検出する交流成分検出手段と、前記直流成分検出手段における検出結果を適宜記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶されたデータと前記直流成分検出手段における検出結果との差を出力する減算手段とを具備することを特徴としている。

## 【0010】

【作用】請求項1に記載の構成にあっては、脈波センサが被験者の複数の橈骨動脈波を検出すると、評価手段によって電気回路の各素子の値が算出され、これによって被験者の循環動態パラメータが算定される。

【0011】また、請求項2に記載の構成にあっては、診察者が指に薄膜部材を装着し、被験者の脈に沿って指を押圧する。これにより、検出手段から脈波に対応した検出信号が得られる。さらに、薄膜部材を介して診察者の指先に脈波が伝搬されるから、診察者は自らの触覚に基づいて診断を行う。

【0012】また、請求項3に記載の構成にあっては、直流成分検出手段および交流成分検出手段によって、脈波センサの検出信号のうち、直流成分および交流成分が検出される。診察者は脈波センサを指に装着すると、直流成分検出手段の検出結果を記憶手段に記憶させる。次に、被験者の脈に沿って指を押圧すると、交流成分検出手段から脈波に相当する検出信号が得られるとともに、直流成分検出手段から指の押圧力に相当する信号が得られる。

【0013】

【実施例】以下、図面を参照し、本発明の実施例を説明する。

＜実施例の構成＞図1はこの発明の一実施例による脈波解析装置の構成を示すブロック図である。この装置は、非侵襲的なセンサにより人体から得られた情報に基づき、人体の動脈系の循環動態パラメータを評価する。なお、本実施例において取扱う循環動態パラメータの具体的内容については後述する。

【0014】図1において、1は脈波検出装置、2は1回拍出量測定器である。これらのうち、脈波検出装置1は、図2に示すように、診断者の手に装着された脈波センサS1を介して橈骨動脈波形を検出すると共に被験者の上腕部に装着されたカフ帯S2を介して被験者の血圧を検出する。そして、橈骨動脈波形を血圧によって校正し、その結果得られる校正された橈骨動脈波形を電気信号（アナログ信号）として出力する。

【0015】脈波検出装置1が出力するアナログ信号は、A/D変換器3に入力され、所定のサンプリング周期毎にデジタル信号に変換される。また、1回拍出量測定器2は、図2に示すようにカフ帯S2に接続されており、このカフ帯S2を介して心臓から1回の拍により流出される血液の量である1回拍出量を測定し、その測定結果を1回拍出量データ（デジタル信号）として出力する。この種の1回拍出量測定器2としては、いわゆる収縮期面積法により測定を行う装置を使用することができる。

【0016】ここで、脈波センサS1の詳細を図15を参照して説明する。図において51は手術用のゴム手袋であり、その第二指、第三指および第四指の各第一節の指腹部に歪ゲージ52～54が接合されている。歪ゲージ52～54は薄ゲージであり、ゲージ率「170」、抵抗「2kΩ」、幅「0.5mm」、長さ「4mm」である。各歪ゲージ52～54は、「4mm×11mm」のフレキシブルな薄板ベース上に固定されており、該薄

膜ベースとともにゴム手袋51に接合されている。

【0017】次に、脈波検出装置1の構成を図16を参照して説明する。図において68は周知の血圧計であり、カフ帯S2を介して被験者の血圧を測定し出力する。61は定電流源であり、歪ゲージ52に定電流を供給する。これにより、歪ゲージ52の両端には、その物理的な歪に応じた電圧 $V_0$ が発生する。この電圧 $V_0$ はDCアンプ62を介して増幅され、直流遮断回路63と平均化回路65とに供給される。ここで、DCアンプ62から出力される電圧は、「 $V_0 + V_i + \Delta V$ 」として表現することができる。ここで、電圧 $V_0$ は診断者がゴム手袋51を手に装着した際に発生する電圧であり、電圧 $V_i$ は診断者の指を被験者の腕に押圧した際の押圧力によって発生する電圧である。また、電圧 $\Delta V$ は、被験者の脈圧によって生ずる交流電圧である。

【0018】直流遮断回路63にあっては、電圧 $V_0$ 、 $V_i$ および $\Delta V$ のうち直流成分たる前二者が除去され、交流成分たる電圧 $\Delta V$ すなわち脈波信号が出力される。この脈波信号は、遮断周波数が「20Hz」の低域遮断フィルタ64を介して雑音が除去された後、A/Dコンバータ3を介してマイクロコンピュータ4に供給される。一方、平均化回路65にあっては、電圧（ $V_0 + V_i + \Delta V$ ）の極大値が検出され、一の極大値が発生した後に次の極大値が発生するまでを一周期として、数周期にわたって電圧（ $V_0 + V_i + \Delta V$ ）が平均化される。これによって、交流成分たる電圧 $\Delta V$ が除去され、直流成分たる電圧（ $V_0 + V_i$ ）が出力される。また、66はレベル記憶回路であり、スイッチ66aが押下されると、その時点における平均化回路65の出力電圧レベルを記憶し、以後記憶したレベルの電圧を継続的に出力する。また、67は減算器であり、平均化回路65の出力電圧からレベル記憶回路66の出力電圧を減算し、減算結果を出力する。

【0019】図16の構成において、診断者がゴム手袋51を装着すると、DCアンプ62からは電圧 $V_0$ が出力される。この状態でスイッチ66aを押下すると、電圧 $V_0$ がレベル記憶回路66に記憶される。次に、ゴム手袋51を装着したまま被験者の腕に指先を押圧すると、平均化回路65から電圧（ $V_0 + V_i$ ）が出力されるから、減算器67を介して、押圧力に対応する電圧 $V_i$ が出力される。また、これと同時に、直流遮断回路63、低域遮断フィルタ64を順次介して脈波に対応する電圧 $\Delta V$ が出力される。さらに、脈波センサS1は薄いゴム手袋51と歪ゲージ52～54とによって構成されているから、診断者は自らの触覚に基づく診断を同時に行うことが可能である。なお、上記構成要素61～67は、歪ゲージ52に対応して設けられたものであるが、歪ゲージ53、54に対応して同様のものが設けられている。

【0020】マイクロコンピュータ4は、キーボード5

から入力されるコマンドに従い、以下列挙する各処理を行う。

①A/D変換器3を介して得られる橈骨動脈波形の時系列デジタル信号を内蔵の波形メモリに取り込む脈波読取処理

②上記波形メモリに取り込んだ寸、関、尺に係る橈骨動脈波形を拍毎に平均化し1拍に対応した橈骨動脈波形を求める平均化処理

③1回拍出量データを取り込む処理

④上記1拍に対応した橈骨動脈波形を表す数式を求め、この数式に基づき被験者の動脈系に対応した電気的モデルの各パラメータを算出するパラメータ算出処理

⑤パラメータ演算処理により得られたパラメータを循環動態パラメータとして図示しない出力装置(例えばプリンタ、ディスプレイ装置等)を介して出力する出力処理  
なお、これらの処理の詳細については本実施例の動作説明の際に詳述する。

【0021】

<本実施例において採用した電気的モデルについて>

#### A. 四要素集中定数モデル

本実施例では、動脈系の電気的モデルとして四要素集中定数モデルを採用する。この四要素集中定数モデルは、人体の循環系の挙動を決定する要因のうち、動脈系中枢部での血液による慣性、中枢部での血液粘性による血管抵抗(粘性抵抗)、中枢部での血管のコンプライアンス(粘弾性)及び末梢部での血管抵抗(粘性抵抗)の4つ\*

$$e = R_c i + L (di/dt) + v_p \quad \dots \dots (1)$$

ここで、電流*i*は、

$$\begin{aligned} i &= i_c + i_p \\ &= C (dv_p/dt) + (v_p/R_p) \quad \dots \dots (2) \end{aligned}$$

と表すことができるから、上記式(1)は下記式(3)※ ※のように表すことができる。

$$\begin{aligned} e &= LC (d^2 v_p/dt^2) + \{R_c C + (L/R_p)\} (dv_p/dt) \\ &\quad + (1 + (R_c/R_p)) v_p \quad \dots \dots (3) \end{aligned}$$

周知の通り、上記式(3)によって示されるような2次の定係数常微分方程式の一般解は、上記式(3)を満足★

$$\begin{aligned} 0 &= LC (d^2 v_p/dt^2) + \{R_c C + (L/R_p)\} (dv_p/dt) \\ &\quad + (1 + (R_c/R_p)) v_p \quad \dots \dots (4) \end{aligned}$$

【0023】ここで、微分方程式(4)の解は次のようにして得られる。まず、微分方程式(4)の解として下★

$$v_p = A \exp(st) \quad \dots \dots (5)$$

この式(5)を式(4)に代入すると、式(4)は次のように表されることとなる。

$$\{LCs^2 + (R_c C + (L/R_p))s + (1 + (R_c/R_p))\} v_p = 0 \quad \dots \dots (6)$$

そして、上記式(6)を*s*について解くと、

$$\begin{aligned} s &= \{-(R_c C + (L/R_p)) \\ &\quad \pm \sqrt{(R_c C + (L/R_p))^2 - 4LC(1 + (R_c/R_p))}\} / 2LC \quad \dots \dots (7) \end{aligned}$$

となる。式(7)において

\*のパラメータに着目し、これらを電気回路としてモデリングしたものである。図3に四要素集中定数モデルの回路図を示す。以下、この四要素集中定数モデルを構成する各素子と上記各パラメータとの対応関係を示す。

インダクタンス*L*：動脈系中枢部での血液の慣性 [dyn・s<sup>2</sup>/cm<sup>5</sup>]

静電容量*C*：動脈系中枢部での血管のコンプライアンス(粘弾性) [cm<sup>5</sup>/dyn]

なお、コンプライアンスとは血管の軟度を表わす量であり、粘弾性のことである。

電気抵抗*R<sub>c</sub>*：動脈系中枢部での血液粘性による血管抵抗 [dyn・s/cm<sup>5</sup>]

電気抵抗*R<sub>p</sub>*：動脈系末梢部での血液粘性による血管抵抗 [dyn・s/cm<sup>5</sup>]

また、この電気回路内の各部を流れる電流*i<sub>c</sub>*、*i<sub>r</sub>*、*i<sub>p</sub>*は、各々対応する各部を流れる血流[cm<sup>3</sup>/s]に相当する。また、この電気回路に印加される入力電圧*e*は大動脈起始部の圧力[dyn/cm<sup>2</sup>]に相当する。そして、静電容量*C*の端子電圧*v<sub>r</sub>*は、橈骨動脈部での圧力[dyn/cm<sup>2</sup>]に相当するものである。

【0022】

#### B. 四要素集中定数モデルおよびその応答特性の近似式

次に図3に示す四要素集中定数モデルの挙動についての理論的説明を行う。まず、図3に示す四要素集中定数モデルにおいては、下記微分方程式が成立する。

★する特殊解(定常解)と、下記微分方程式を満足する過渡解との和によって与えられる。

40★記式(5)によって表される減衰振動波形を仮定する。

$$(R_c C + (L/R_p))^2 < 4LC(1 + (R_c/R_p)) \quad \dots\dots (8)$$

である場合には第2項の根号√の中が負となり、この場合\* \*合、sは以下のように表される。

$$\begin{aligned} s &= \{-(R_c C + (L/R_p)) \\ &\pm j\sqrt{4LC(1 + (R_c/R_p)) - (R_c C + (L/R_p))^2}\} / 2LC \\ &= -\alpha \pm j\omega \quad \dots\dots (9) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \alpha &= (R_c C + (L/R_p)) / 2LC \\ &= (L + R_p R_c C) / 2LC R_p \quad \dots\dots (10) \end{aligned}$$

$$\omega = \{\sqrt{4LC(1 + (R_c/R_p)) - (R_c C + (L/R_p))^2}\} / 2LC \quad \dots\dots (11)$$

ここで、

$$A_1 = LC \quad \dots\dots (12)$$

$$A_2 = (L + R_c R_p C) / R_p \quad \dots\dots (13)$$

$$A_3 = (R_c + R_p) / R_p \quad \dots\dots (14)$$

とおくと、上記式(10)および(11)は以下のように※ ※に表すことができる。

$$\alpha = A_2 / 2A_1 \quad \dots\dots (15)$$

$$\omega = \sqrt{\{A_3 / A_1\} - \alpha^2} \quad \dots\dots (16)$$

このようにしてsの値が確定し、上記微分方程式(4)を満足する解が得られる。以上の知見に基づき、本実施例においては、四要素集中定数モデルの応答波形に含まれる減衰振動成分を近似する式として上記式(5)を用いることとした。

【0024】次に大動脈起始部の圧力波形のモデリングを行う。一般に大動脈起始部の圧力波形は図5のような★

$$\begin{aligned} 0 \leq t < t_{r1} \text{の区間:} \\ e &= E_0 + E_n(1 - (t/t_{r1})) \quad \dots\dots (17) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} t_{r1} \leq t < t_r \text{の区間:} \\ e &= E_0 \quad \dots\dots (18) \end{aligned}$$

そして、上記(17)式および(18)式によって表される電気信号eを図3の等価回路に入力した時の応答波☆

$$\begin{aligned} 0 \leq t < t_{r1} \text{の区間:} \\ v_r &= E_{n1} + B(1 - t/t_b) \\ &\quad + D_{n1} \exp(-\alpha t) \sin(\omega t + \theta_1) \quad \dots\dots (19) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} t_{r1} \leq t < t_r \text{の区間:} \\ v_r &= E_{n1} \\ &\quad + D_{n2} \cdot \exp\{-\alpha(t - t_{r1})\} \cdot \sin\{\omega(t - t_{r1}) + \theta_2\} \quad \dots\dots (20) \end{aligned}$$

上記式(19)における右辺第3項および上記式(20)における右辺第2項が既に説明した減衰振動成分(上記式(5)に対応するもの)であり、これらの項におけるαおよびωは上記式(15)および(16)により与えられる。

【0025】C. 四要素集中モデルの各パラメータと橈

$$\begin{aligned} &E_0 + E_n(1 - (t/t_{r1})) \\ &= (1 + (R_c/R_p))(E_{n1} + B) \\ &\quad - (B/t_b)(R_c C + (L/R_p))t \\ &\quad + \{LC(\alpha^2 - \omega^2)D_{n1} - \alpha D_{n1}(R_c C + (L/R_p)) + D_{n1}(1 + (R_c/R_p))\} \end{aligned}$$

20★波形である。そこで、この圧力波形を図6に示す三角波で近似することにする。図6において近似波形の振幅と時間をE<sub>0</sub>、E<sub>n</sub>、t<sub>r</sub>、t<sub>r1</sub>とすると、任意の時間tにおける大動脈圧eは次式で表わされる。E<sub>0</sub>は最低血圧(拡張期血圧)、E<sub>0</sub>+E<sub>n</sub>は最高血圧(収縮期血圧)であり、t<sub>r</sub>は1拍の時間、t<sub>r1</sub>は大動脈圧の立ち上がりからその圧力が最低血圧値になるまでの時間である。

☆形v<sub>r</sub>(橈骨動脈波に対応)を本実施例においては以下のように近似する。

骨動脈波形との関係

以下、上記式(19)および(20)における各定数のうち既に確定したαおよびω以外のものについて検討する。まず、上記式(17)および(19)を上記微分方程式(3)に代入すると、下記の式(21)が得られる。

$$\begin{aligned} & \exp(-\alpha t) \sin(\omega t + \theta_1) \\ & + \{\omega D_{s1} (R_c C + (L/R_p)) - 2LC\alpha\omega D_{s1}\} \exp(-\alpha t) \cos \\ & (\omega t + \theta_1) \end{aligned} \quad \dots (21)$$

この式(21)が成立するためには以下の条件が必要で\* \*ある。

$$\begin{aligned} E_0 + E_s &= (1 + (R_c/R_p)) (E_{s10} + B) \\ &= E_0 + A_3 B - (B/t_b) A_2 \end{aligned} \quad \dots (22)$$

$$\begin{aligned} E_s/t_{p1} &= (B/t_b) (1 + (R_c/R_p)) \\ &= B/(t_b A_3) \end{aligned} \quad \dots (23)$$

$$LC(\alpha^2 - \omega^2) - \alpha(R_c C + (L/R_p)) + (1 + R_c/R_p) = 0 \quad \dots (24)$$

$$R_c C + (L/R_p) = 2LC\alpha \quad \dots (25)$$

なお、上記式のうち式(24)および(25)は $\alpha$ および $\omega$ を拘束するものであるが、既に式(15)および(16)により得られた $\alpha$ および $\omega$ は当然のことながら\* \*式(26)が得られる。

$$\begin{aligned} E_0 &= (1 + (R_c/R_p)) E_{min} \\ &+ \{LC(\alpha^2 - \omega^2) D_{s2} - \alpha(R_c C + (L/R_p)) D_{s2} + (1 + (R_c/R_p)) D_{s2}\} \exp(-\alpha(t - t_{p1})) \sin(\omega(t - t_{p1}) + \theta_2) \\ &+ \{\omega(R_c C + (L/R_p)) D_{s2} - 2LC\alpha\omega D_{s2}\} \exp(-\alpha(t - t_{p1})) \cos(\omega(t - t_{p1}) + \theta_2) \end{aligned} \quad \dots (26)$$

この式(26)が成立するためには上記式(23)、(24)が成立することに加え、下記式(27)が成立★

$$\begin{aligned} E_0 &= (1 + (R_c/R_p)) E_{s10} \\ &= A_3 E_{s10} \end{aligned} \quad \dots (27)$$

【0026】以上のようにして得られた微分方程式(3)が成立するための条件式(22)~(25)、(27)に基づき、式(19)および(20)における★30

$$\begin{aligned} E_{s10} &= E_0/A_3 \end{aligned} \quad \dots (28)$$

次に式(23)よりBは、

$$B = (t_b E_s) / (t_{p1} A_3) \quad \dots (29)$$

となる。次に上記式(22)に上記式(29)を代入し◆ ◆ $t_b$ について解くと、

$$t_b = (t_{p1} A_3 + A_2) / A_3 \quad \dots (30)$$

となる。

【0027】そして、残った定数 $D_{1s}$ 、 $D_{2s}$ 、 $\theta_1$ および $\theta_2$ は、橈骨動脈波形 $v_p$ が $t=0$ 、 $t_{p1}$ 、 $t_p$ において連続性を維持し得るような値、すなわち、下記条件a ~dを満足する値が選ばれる。

a. 式(19)の $v_p(t_{p1})$ と式(20)の $v_p(t_{p1})$ とが一致すること \*

$$D_{1s} = \sqrt{\{(D_{11}^2 + D_{12}^2)\}} / \omega \quad \dots (31)$$

$$\theta_1 = D_{11} / D_{12} \quad \dots (32)$$

なる値が選ばれる。ただし、上記各式において、

$$D_{11} = (v_{01} - B) \omega \quad \dots (33)$$

$$D_{12} = (v_{01} - B) \alpha + (B/t_0) + (i_{01}/C) \quad \dots (34)$$

であり、 $v_{01}$ と $i_{01}$ は $t=0$ における $v_r$ と $i_r$ の初期値

$$D_{2s} = \sqrt{(D_{21}^2 + D_{22}^2)} / \omega \quad \dots (35)$$

\* b. 式(20)の $v_p(t_p)$ と式(19)の $v_p(0)$

とが一致すること

c. 式(19)および式(20)の $t=t_{p1}$ における微分係数が一致すること

d. 式(19)の $t=0$ での微分係数および式(20)の $t=t_p$ における微分係数が一致すること

すなわち、 $D_{1s}$ および $\theta_1$ は、

$$\dots (31)$$

$$\dots (32)$$

$$\dots (33)$$

$$\dots (34)$$

である。また、 $D_{2s}$ および $\theta_2$ は、

$$\dots (35)$$

11

$$\theta_2 = D_{21} / D_{22}$$

なる値が選ばれる。ただし、上記各式において

$$D_{21} = v_{02} \cdot \omega$$

$$D_{22} = v_{02} \cdot \alpha + (i_{02} / C)$$

であり、 $v_{02}$ と $i_{02}$ は $t = t_{r1}$ での $v_r$ と $i_r$ の初期値である。このようにして式(19)および(20)の各定数が得られた。

$$R_c = \{L - 2R_r \sqrt{(LC(1 - \omega^2 LC))}\} / CR_r \quad \dots (39)$$

となる。ここで、 $R_c$ が実数でかつ正となる条件は、

$$4R_r^2 C / \{1 + (2\omega R_r C)^2\} \leq L \leq 1/\omega^2 C \quad \dots (40)$$

である。一般に $R_r$ のオーダーは $10^3$  (dyn·s/cm<sup>5</sup>)程度、 $C$ は $10^{-4}$  (cm<sup>5</sup>/dyn)程度であり、また、 $\omega$ は脈波に重畳している振動成分の角周波数であるから $10$  ※

$$L = 1 / (\omega^2 C)$$

とおくと、 $R_c$ は、

$$R_c = L / (CR_r) \quad \dots (42)$$

となる。また、式(41)および(42)の関係より式★

$$\alpha = 1 / (CR_r) \quad \dots (43)$$

となる。(41)式～(43)式の関係を用いて、 $\alpha$ と $\omega$ 及び四定数のいずれか1つ、例えば血液の慣性 $L$ を用☆

$$R_c = \alpha L \quad \dots (44)$$

$$R_r = \omega^2 L / \alpha \quad \dots (45)$$

$$C = 1 / (\omega^2 L) \quad \dots (46)$$

となる。上式(44)～(46)より、モデルのパラメータは $\alpha$ 、 $\omega$ および $L$ が得られることにより確定することが明らかである。

【0029】ここで、 $\alpha$ と $\omega$ は橈骨動脈波の実測波形から得ることができる。一方、 $L$ は1回拍出量 $SV$ に基づ◆

$$E_{01} = \{E_0 t_p + (t_{p1} E_a / 2)\} / t_p \quad \dots (47)$$

一方、 $R_c$ 、 $R_p$ 、 $\alpha$ 、 $\omega$ および $L$ 間には下記式(48) \*30\* が成立する。

$$R_c + R_p = \alpha L + (\omega^2 L / \alpha) = (\alpha^2 + \omega^2) L / \alpha \quad \dots (48)$$

そして、四要素集中定数モデルを流れる平均電流、すなわち、上記 $E_{01}$ を $R_c + R_p$ によって除算したものは、拍※

$$\begin{aligned} & SV / t_p \\ &= 1333.22 (1 / t_p) \{E_0 t_p + (t_{p1} E_a / 2)\} (\alpha^2 + \omega^2) / (\alpha L) \end{aligned} \quad \dots (49)$$

なお、上記式(49)における1333.22は圧力値の単位をmmHgからdyn/cm<sup>2</sup>に換算するための比例定数である。このようにして得られた式(49)を $L$ について解くこ★

$$\begin{aligned} & L \\ &= 1333.22 \{E_0 t_p + (t_{p1} E_a / 2)\} (\alpha^2 + \omega^2) / (\alpha \cdot SV) \end{aligned} \quad \dots (50)$$

なお、血流量を測定することにより上記式(49)中の平均電流 $(1 / t_p) \{E_0 t_p + (t_{p1} E_a / 2)\}$ に相当する値を求め、この結果に基づきインダクタンス $L$ を算出してもよい。血流量を測定する装置としては、インピーダンス法によるもの、ドップラー法によるもの等が知られている。また、ドップラー法による血流量測定装置には、超音波を利用したもの、レーザを利用したもの等がある。

12

$$\dots (36)$$

$$\dots (37)$$

$$\dots (38)$$

\*【0028】さて、式(16)の角周波数 $\omega$ から逆算することにより中枢部での血管抵抗 $R_c$ は、

\*

$$R_c = \{L - 2R_r \sqrt{(LC(1 - \omega^2 LC))}\} / CR_r \quad \dots (39)$$

となる。ここで、 $R_c$ が実数でかつ正となる条件は、

$$4R_r^2 C / \{1 + (2\omega R_r C)^2\} \leq L \leq 1/\omega^2 C \quad \dots (40)$$

である。一般に $R_r$ のオーダーは $10^3$  (dyn·s/cm<sup>5</sup>)程

※ (rad/s) 以上であるとみてよい。このため、式(40)の下限はほぼ $1/\omega^2 C$ とみなせる。そこで、 $L$ を簡略化のため近似的に、

$$L = 1 / (\omega^2 C) \quad \dots (41)$$

とおくと、 $R_c$ は、

$$R_c = L / (CR_r) \quad \dots (42)$$

となる。また、式(41)および(42)の関係より式★

$$\alpha = 1 / (CR_r) \quad \dots (43)$$

となる。(41)式～(43)式の関係を用いて、 $\alpha$ と☆いて残りのパラメータを表わすと、

$$R_c = \alpha L \quad \dots (44)$$

$$R_r = \omega^2 L / \alpha \quad \dots (45)$$

$$C = 1 / (\omega^2 L) \quad \dots (46)$$

となる。上式(44)～(46)より、モデルのパラメータは $\alpha$ 、 $\omega$ および $L$ が得られることにより確定することが明らかである。

【0029】ここで、 $\alpha$ と $\omega$ は橈骨動脈波の実測波形から得ることができる。一方、 $L$ は1回拍出量 $SV$ に基づ◆

$$E_{01} = \{E_0 t_p + (t_{p1} E_a / 2)\} / t_p \quad \dots (47)$$

一方、 $R_c$ 、 $R_p$ 、 $\alpha$ 、 $\omega$ および $L$ 間には下記式(48) \*30\* が成立する。

$$R_c + R_p = \alpha L + (\omega^2 L / \alpha) = (\alpha^2 + \omega^2) L / \alpha \quad \dots (48)$$

そして、四要素集中定数モデルを流れる平均電流、すなわち、上記 $E_{01}$ を $R_c + R_p$ によって除算したものは、拍※

$$\begin{aligned} & SV / t_p \\ &= 1333.22 (1 / t_p) \{E_0 t_p + (t_{p1} E_a / 2)\} (\alpha^2 + \omega^2) / (\alpha L) \end{aligned} \quad \dots (49)$$

なお、上記式(49)における1333.22は圧力値の単位をmmHgからdyn/cm<sup>2</sup>に換算するための比例定数である。このようにして得られた式(49)を $L$ について解くこ★

$$\begin{aligned} & L \\ &= 1333.22 \{E_0 t_p + (t_{p1} E_a / 2)\} (\alpha^2 + \omega^2) / (\alpha \cdot SV) \end{aligned} \quad \dots (50)$$

なお、血流量を測定することにより上記式(49)中の平均電流 $(1 / t_p) \{E_0 t_p + (t_{p1} E_a / 2)\}$ に相当する値を求め、この結果に基づきインダクタンス $L$ を算出してもよい。血流量を測定する装置としては、インピーダンス法によるもの、ドップラー法によるもの等が知られている。また、ドップラー法による血流量測定装置には、超音波を利用したもの、レーザを利用したもの等がある。

#### 【0030】D. 四要素集中モデルの発展形

次に、図3に示すモデルを発展させ、寸、関、尺におけるそれぞれの圧力変化を考慮すると、図17に示すモデルが得られる。図において、大動脈起始部、尺、関および寸における圧力はそれぞれ電圧 $e_0$ 、 $e_1$ 、 $e_2$ および $e_3$ によって表され、各電圧検出端の間においては、血液の慣性を示すインダクタンス $L_1 \sim L_3$ と、血管の各部のコンプライアンスを示す静電容量 $C_1 \sim C_3$ と、血管の



各部の抵抗を示す電気抵抗 $R_{c1} \sim R_{c3}$ とが接続されている。

【0031】なお、図3における電気抵抗 $R_p$ は測定対象となる動脈系末梢部よりさらに末梢の血管抵抗を示すものである。従って、図17に示すモデルにあっては、各電圧検出端よりも後段に位置する回路の合成インピーダンスが図3における電気抵抗 $R_p$ に相当する。例えば、図17において、一点鎖線 $A-A'$ よりも右側の部分の合成インピーダンスを近似して電気抵抗 $R_p$ とすると、図17のモデルは図3のモデルと同様になる。

【0032】従って、図17におけるモデルにあっては、図3に示すモデルと同様の手法によって、各回路定数を求めることが可能である。すなわち、最初に一点鎖線 $A-A'$ よりも右側の部分の合成インピーダンスを近似して電気抵抗 $R_p$ とすると、上述した手法により、 $e_0$ および $e_1$ の波形に基づいて各パラメータ $R_{c1}$ 、 $L_1$ および $C_1$ が求められる。次に、 $e_1$ および $e_2$ の波形に基づいて各パラメータ $R_{c2}$ 、 $L_2$ および $C_2$ が求められ、 $e_2$ および $e_3$ の波形に基づいて各パラメータ $R_{c3}$ 、 $L_3$ 、 $R_{p3}$ および $C_3$ が求められる。

【0033】ところで、上述の説明においては、電圧 $e_1 \sim e_3$ に相当する各部の圧力波形がそのまま検出できるものとした。しかし、実際には被験者の血管において発生した圧力波形は、歪ゲージ52～54（図15参照）によって検出される前に、被験者の筋肉、脂肪、皮膚等を介して伝搬されつつ変形される。

【0034】そこで、より厳密な測定を行うならば、圧力波形の変形を考慮する必要がある。この場合、図17に示すような圧力波変形回路70～72を設けると好適であろうと思われる。回路70において、73は電圧ホロワ回路、74、75は電気抵抗、76はコンデンサである。ここで、電気抵抗74、75は被験者の動脈の「尺」に相当する部分から歪ゲージ54に至るまでの圧力損失をシミュレートしており、電気抵抗75およびコンデンサ76は周波数特性すなわち高周波部における減衰をシミュレートしている。また、電圧ホロワ回路73は、筋肉、脂肪、皮膚等の状態が動脈自体に与える影響は小さいと考えられるため、電気抵抗74の前段に設けたものである。

【0035】このモデルにおいては、電圧 $e_1$ が圧力波変形回路70によって変形され、電圧 $e_1'$ として検出される。従って、電圧 $e_1$ の波形を正しく求めるためには、圧力波変形回路70における各素子の定数を求める必要がある。これは、被験者の腕に各種の周波数や波形を有する音波を印加し、その音波の損失や変形を検出することによって容易に求めることが可能である。すなわち、圧力波変形回路70の回路構成は、図3のモデルと同様であるから、同様の手法によって各定数が求められる。なお、圧力波変形回路70における各定数は固定的なものではなく、診断者が脈診を行う際の指の押圧力に

よって変動するものであるから、被験者の腕に音波を印加する際に、種々の押圧力を加え、押圧力と各定数とを対応させて記録しておくことが好適である。

【0036】以上、橈骨動脈波および1回拍出量と四要素集中定数モデルの各素子の値との関係について説明した。本実施例におけるマイクロコンピュータ4は以上説明した関係に基づき四要素集中定数モデルの各素子の値の演算を行う。

【0037】＜実施例の動作＞図6～10はこの脈波解析装置の動作を示すフローチャートである。また、図11は平均化処理により得られた橈骨動脈波形を示す波形図、図9はパラメータ算出処理により得られた橈骨動脈波形W2と平均化処理により得られた橈骨動脈波形W1とを対比した波形図である。以下、これらの図を参照し本実施例の動作を説明する。

【0038】A. 通常の測定処理

#### ①脈波読取処理

循環動態パラメータの評価を行うに際し、診断者は図2に示すようにカフ帯S2を被験者に装着し、診断者の手に脈波センサS1を装着し、スイッチ66a（図16参照）を押下し、測定指示をキーボード5から入力する。マイクロコンピュータ4はこのコマンドに応答し、まず、測定指示を脈波検出装置1へ送る。この結果、脈波検出装置1により、歪ゲージ52～54を介して橈骨動脈波が検出され、この橈骨動脈波を表す時系列デジタル信号がA/D変換器3から出力され、一定時間（約1分間）に亘ってマイクロコンピュータ4に取り込まれる。このようにしてマイクロコンピュータ4に複数拍分の橈骨動脈波形の時系列デジタル信号が取り込まれる。

#### 【0039】②平均化処理

次にマイクロコンピュータ4はこのようにして取り込んだ複数拍に対応した橈骨動脈波形を1拍毎ごとに重ね合わせて1分間での1拍当たりの平均波形を求め、この平均波形を橈骨動脈波形の代表波形として内蔵のメモリに格納する（以上、ステップS1）。また、これと同時に減算器67（図16参照）を介して検出された押圧力も平均化しておく。図11にこのようにしてメモリに格納された橈骨動脈波形の代表波形W1を例示する。

#### 【0040】③1回拍出量データ取込処理

上記平均化処理が終了すると、マイクロコンピュータ4は1回拍出量測定器2へ測定指示を送る。この結果、1回拍出量測定器2により被験者の1回拍出量が測定され、その結果を示す1回拍出量データがマイクロコンピュータ4に取り込まれる（ステップS2）。

#### 【0041】④パラメータ算出処理

次にマイクロコンピュータ4の処理はステップS3に進み、図7および図8にフローを示すパラメータ算出処理ルーチンが実行される。また、このルーチンの実行に伴い、寸、関、尺の各部の波形毎に図9にフローを示す $\alpha$ 、 $\omega$ 算出ルーチンが実行され（ステップS109、S

117)、この $\alpha$ 、 $\omega$ 算出ルーチンの実行に伴い、図10にフローを示す $\omega$ 算出ルーチンが実行される(ステップS203)。なお、説明の簡素化のため、これらのルーチンにあっては、図17のモデルにおける電圧 $e_1 \sim e_3$ に相当する圧力波形が歪ゲージ52~54から直接得られるものとした。以下、これらのルーチンの処理内容について説明する。

【0042】まず、マイクロコンピュータ4は、メモリに取り込んだ1拍分の橈骨動脈波形について、血圧が最大となる第1ポイントP1に対応した時間 $t_1$ および血圧値 $y_1$ と、第1ポイントの後、血圧が一旦落ち込む第2ポイントに対応した時間 $t_2$ および血圧値 $y_2$ と、2番目のピーク点である第3ポイントP3に対応した時間 $t_3$ および血圧値 $y_3$ を求める。また、メモリに取り込んだ橈骨動脈波形について1拍の時間 $t_r$ 、最低血圧値 $E_{min}$ (3)式と(4)式の第1項目に相当)を求める(ステップS101)。以上の処理により、パラメータ演算処理に必要な各データとして以下例示するものが得られる。

【0043】

第1ポイント： $t_1 = 0.104$  (s)、 $y_1 = 123.4$  (mmHg)

第2ポイント： $t_2 = 0.264$  (s)、 $y_2 = 93.8$  (mmHg)

第3ポイント： $t_3 = 0.38$  (s)、 $y_3 = 103.1$  (mmHg)

1拍の時間： $t_r = 0.784$  (s)

最低血圧： $E_{min} = 87.7$  (mmHg)

1回拍出量データ： $SV = 90$  (cc/beat)

なお、第2ポイントP2と第3ポイントP3を区別することが困難ななどらかな脈波の場合には、第2と第3ポイントの時間を $t_2 = 2t_1$ 、 $t_3 = 3t_1$ としてその点の血圧値を決定する。そして、計算の簡略化のため、図13に示すA点の血圧値 $y_0$ を用いて $y_1 \sim y_3$ の正規化処理を行い(ステップS102、S103)、Bの値を $(y_0/2) - 0.1$ に初期設定する(ステップS104)。

【0044】そして、次の手順でB、 $t_b$ 、 $\alpha$ 、 $\omega$ の最適値を求める。

a. まず、Bを $y_0/2 \sim y_0$ の範囲で変化させると同時に $t_b$ を $t_r/2 \sim t_r$ の範囲で変化させ(+0.1間隔)、各Bおよび $t_b$ について $v_p(t_1) - y_1$ 、 $v_p(t_2) - y_2$ 、 $v_p(t_3) - y_3$ が最小となる $\alpha$ 、 $\omega$ を求める。

b. aにおいて求めたB、 $t_b$ 、 $\alpha$ 、 $\omega$ の中で $v_p(t_1) - y_1$ 、 $v_p(t_2) - y_2$ 、 $v_p(t_3) - y_3$ が最小となるB、 $t_b$ 、 $\alpha$ 、 $\omega$ を求める。

c. bにおいて求めたB、 $t_b$ を基準にして、 $B \pm 0.05$ 、 $t_b \pm 0.05$ の範囲で上記a、bを再び実行する。

【0045】d. 上記a~cの処理の際、 $\alpha$ は3~10の範囲を0.1間隔で変化させ、各 $\alpha$ について最適な $\omega$ を算出する。 $\omega$ は、各 $\alpha$ において、 $dv_p(t_2)/dt = 0$ となる点を二分法を用いて求めた(図10参照)。なお、上記各処理において $v_p$ の値を演算するに際し式(33)の初期値 $v_{p1}$ は零とする。

このような処理により以下例示するように各データが決定される。

$\alpha = 4.2$  (s<sup>-1</sup>)、 $\omega = 24.325$  (rad/s)

10 B = 27.2 (mmHg)、 $t_b = 0.602$  (s)

【0046】f. そして、 $t_{r1}$ 、 $E_a$ 、 $E_o$ を式(28)~(30)、(44)~(46)に基づいて算出する(ステップS123、S124)。この結果を以下例示するものが得られる。

$t_{r1} = 0.588$  (s)

$E_a = 46.5$  (mmHg)

$E_o = 90.3$  (mmHg)

【0047】g. そして、式(50)を用い、1回拍出量からLの値を算出し(ステップS125)、残りのパラメータ値を式(44)~(46)により求める(ステップS126)。この結果、以下例示するパラメータが得られる。

L = 7.021 (dyn·s<sup>2</sup>/cm<sup>5</sup>)

C = 2.407 × 10<sup>-4</sup> (cm<sup>5</sup>/dyn)

$R_c = 29.5$  (dyn·s/cm<sup>5</sup>)

$R_r = 958.2$  (dyn·s/cm<sup>5</sup>)

また、直流的な(平均的な)総末梢血管抵抗TPRを以下のようにして算出する。

$TPR = R_c + R_r = 1018.7$  (dyn·s/cm<sup>5</sup>)

20 となる。

【0048】⑤出力処理

以上説明したパラメータ算出処理が終了すると、マイクロコンピュータ4はL、C、 $R_c$ および $R_r$ を出力装置から出力する(ステップS4)。すなわち、寸、閥、尺の各部の波形毎にそれぞれ上記処理を行うことにより、図17に示す各パラメータ $L_1 \sim L_3$ 、 $C_1 \sim C_3$ 、 $R_{c1} \sim R_{c3}$ および $R_{r1} \sim R_{r3}$ が得られる。

【0049】確認のため、算出したパラメータで式(40)を計算すると、

40  $6.969 \leq L \leq 7.036$

となり、式(41)の近似は妥当であるといえる。また、図12に示す通り、算出したパラメータを用いて計算した橈骨動脈波形と実測波形(1分間の平均波形)とは非常によく一致しているといえる。

【0050】B. 連続測定

本実施例による装置は、タイマ(図示略)を備えており、このタイマを使用することにより長時間に渡って連続的に循環動態パラメータを測定することができる。この連続測定を行う場合、診断者は連続測定の指示をキーボード5から入力する。この結果、図6におけるステッ

ブS4(出力処理)が終了した後、タイマがセットされ、タイマにより一定時間が計時された後、再び、ステップS1から実行が開始され、循環動態パラメータが測定され(ステップS3)、記録紙または記憶媒体等に記録される(ステップS4)。このようにして一定時間間隔で循環動態パラメータの連続的測定が行われる。

【0051】さらに、診断者は、タイマが一定時間を計時する毎に指の押圧力を適宜変更してもよい。すなわち、一般的な脈診においては診断者は指の押圧力を適宜変更しながら診断を行い様々な情報を収集するから、本実施例の装置を動作させながらこのような脈診を行ってもよい。これによって、種々の押圧力に応じたデータを収集することが可能になる。

【0052】＜変形例＞本発明は以上説明した態様の他、以下列挙する態様にて実施することが可能である。

(1) 1回拍出量SVの測定を行わず、Lは所定の値を仮定し、橈骨動脈波形のみにより循環動態パラメータを求める。演算精度が低下するのを補うため、図12に示すように演算により得られた橈骨動脈波形と測定により得られた橈骨動脈波形を重ね表示するモニタを設けると共に診断者がLの値を設定し得るようにしてもよい。このように構成した場合、診断者は試行錯誤により、実測による橈骨動脈波形と演算による橈骨動脈波形とを一致させるようにLを最適値に設定することができる。

【0053】(2) 大動脈起始部の圧力波形のモデルとして、三角波ではなく、図14に示すような台形波を使用する。この場合、三角波に比べて実際の圧力波形に近いので、より正確に循環動態パラメータを求めることができる。

【0054】(3) 上記実施例においては、循環動態パラメータを数式を用いた演算により求めたが、各循環動態パラメータを所定範囲内で変化させたときのモデルの各応答波形を回路シミュレータ等によってシミュレーションし、実測の橈骨動脈波形と最もよく一致する循環動態パラメータを選択して出力するようにしてもよい。この場合、動脈系の電気的モデルおよび大動脈起始部の圧力波形のモデルとしてより実際に近い複雑なものを使用することができ、測定精度がさらに向上する。

【0055】(4) 橈骨動脈波および1回拍出量の測定箇所は図2に示す箇所に限定されるものではない。例えばゴム手袋51に血圧センサを装着することにより、手首において橈骨動脈波形および1回拍出量の両方を測定してもよい。この場合、被験者は腕をまくらなくても済むので被験者の負担が軽減される。同様に、1回拍出量測定器は、脈診が行われる腕の反対側の腕や手、指に設けてもよい。

【0056】(5) 上記実施例にあつては、説明の簡素化のため、図17のモデルにおける電圧 $e_1 \sim e_3$ に相当する圧力波形が歪ゲージ52～54から直接得られるものとしたが、圧力波変形回路70～72を含めたモデル

を用いて診断してもよいことは言うまでもない。

【0057】

【発明の効果】以上説明したように、請求項1に記載の構成にあつては、脈波センサが被験者の複数の橈骨動脈波を検出すると、評価手段によって電気回路の各素子の値が算出されるから、安価な構成で、かつ、非侵襲的に循環動態パラメータの評価を行うことが可能である。また、請求項2に記載の構成にあつては、検出手段から脈波に対応した検出信号が得られるとともに、薄膜部材を介して診察者の指先に脈波が伝搬されるから、センサによる計測と診断者の触覚に基づく診断とを同時に行うことが可能である。また、請求項3に記載の構成にあつては、交流成分検出手段から脈波に相当する検出信号が得られるとともに、直流成分検出手段から指の押圧力に相当する信号が得られるから、脈波とともに指の押圧力を検出することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】 この発明の一実施例による脈波解析装置の構成を示すブロック図である。

【図2】 同実施例における脈波検出装置1および1回拍出量測定器2を用いた測定態様を示す図である。

【図3】 同実施例において人体の動脈系のモデルとして用いる基本的な四要素集中定数モデルを示す回路図である。

【図4】 人体の大動脈起始部の血圧波形を示す図である。

【図5】 上記大動脈起始部の血圧波形をモデリングした波形を示す波形図である。

【図6】 同実施例の動作を示すフローチャートである。

【図7】 同実施例の動作を示すフローチャートである。

【図8】 同実施例の動作を示すフローチャートである。

【図9】 同実施例の動作を示すフローチャートである。

【図10】 同実施例の動作を示すフローチャートである。

【図11】 同実施例の平均化処理により得られた橈骨動脈波形を例示する波形図である。

【図12】 同実施例の演算処理により得られた橈骨動脈波形と平均化処理により得られた橈骨動脈波形とを重ね表示した波形図である。

【図13】 同実施例の平均化処理により得られた橈骨動脈波形を例示すると共に該波形に適用する処理の内容を説明する図である。

【図14】 大動脈起始部の血圧波形の別のモデルを示す波形図である。

【図15】 脈波センサS1の斜視図である。

【図16】 同実施例の脈波検出装置1のブロック図で

ある。

【図17】 同実施例において人体の動脈系のモデルとして用いる四要素集中定数モデルを示す回路図である。

【符号の説明】

1 脈波検出装置（評価手段）

4 マイクロコンピュータ（評価手段）

5 1 ゴム手袋（脈波センサ、薄膜部材）

5 2 歪ゲージ（脈波センサ、圧力検出手段）

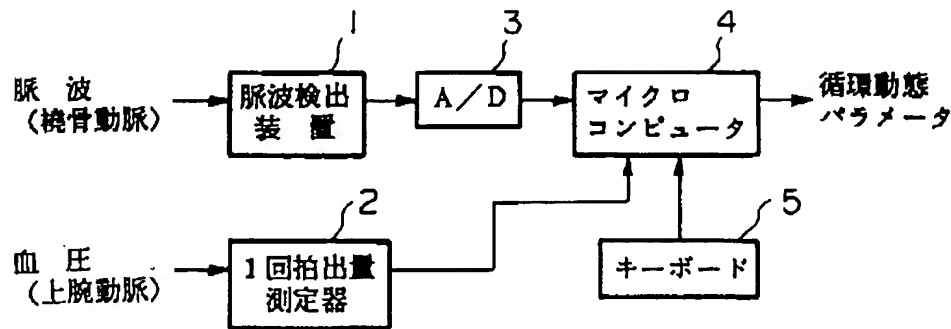
6 5 平均化回路（直流成分検出手段）

6 3 直流遮断回路（交流成分検出手段）

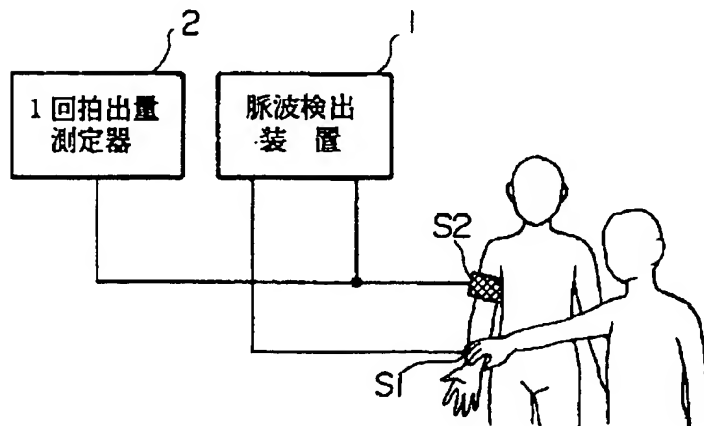
6 6 レベル記憶回路（記憶手段）

6 7 減算器（減算手段）

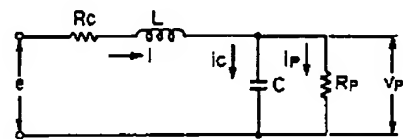
【図1】



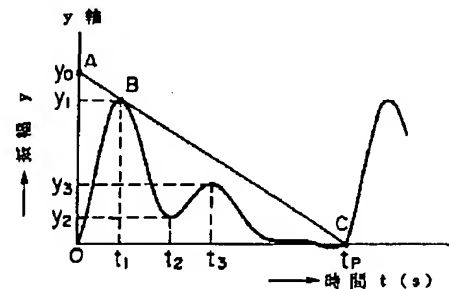
【図2】



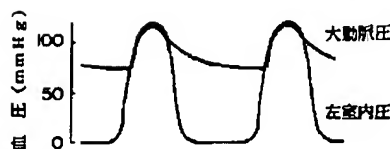
【図3】



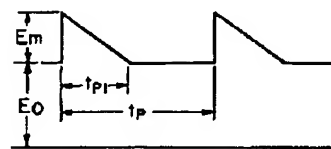
【図13】



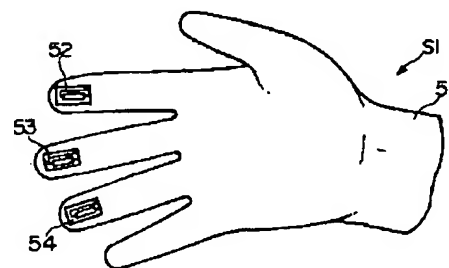
【図4】



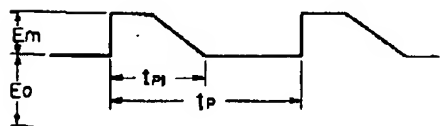
【図5】



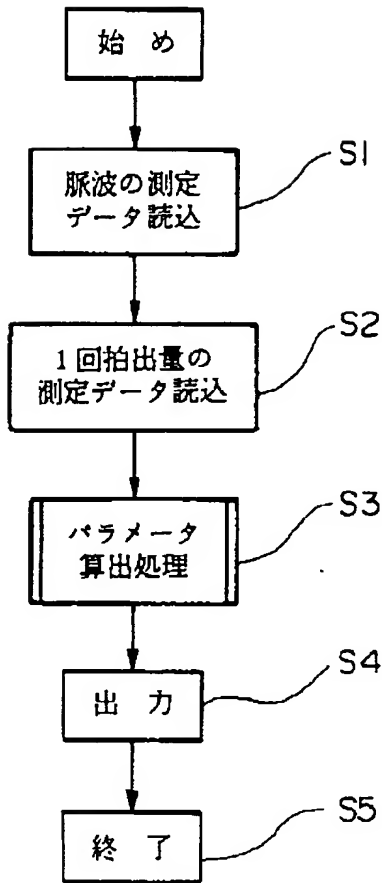
【図15】



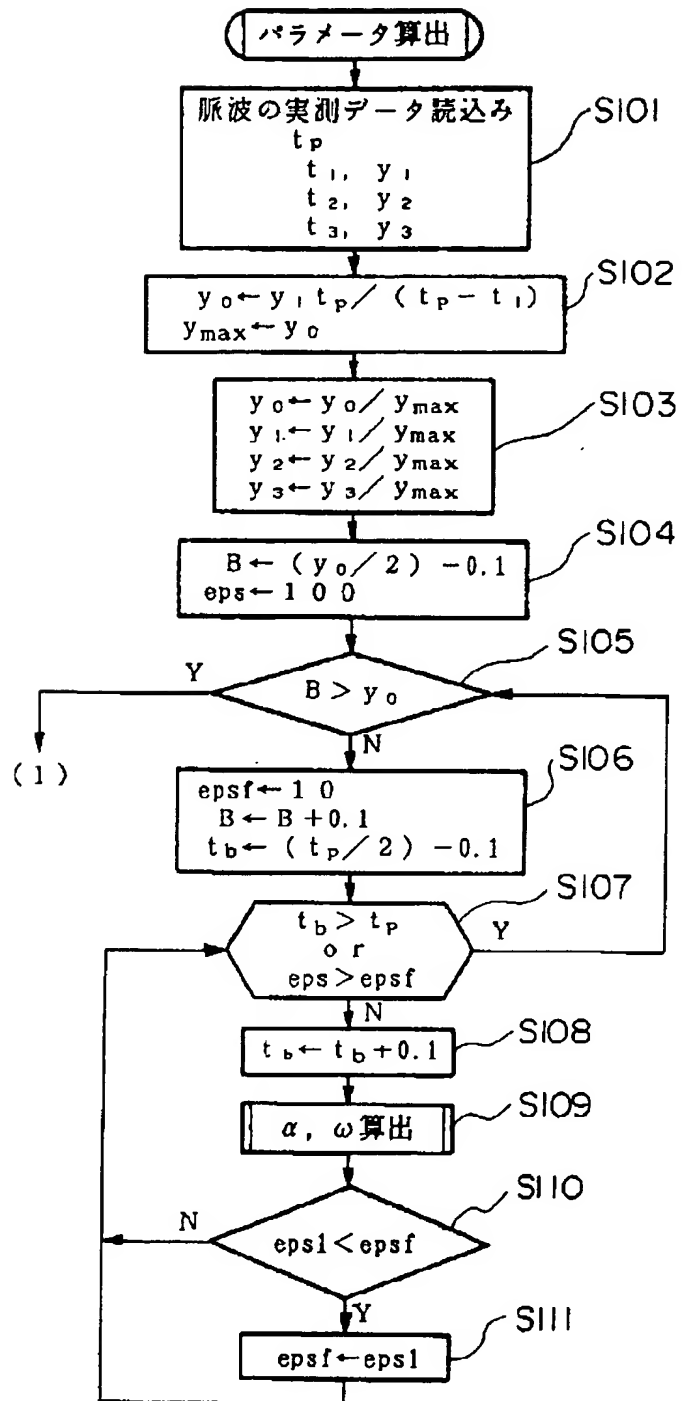
【図14】



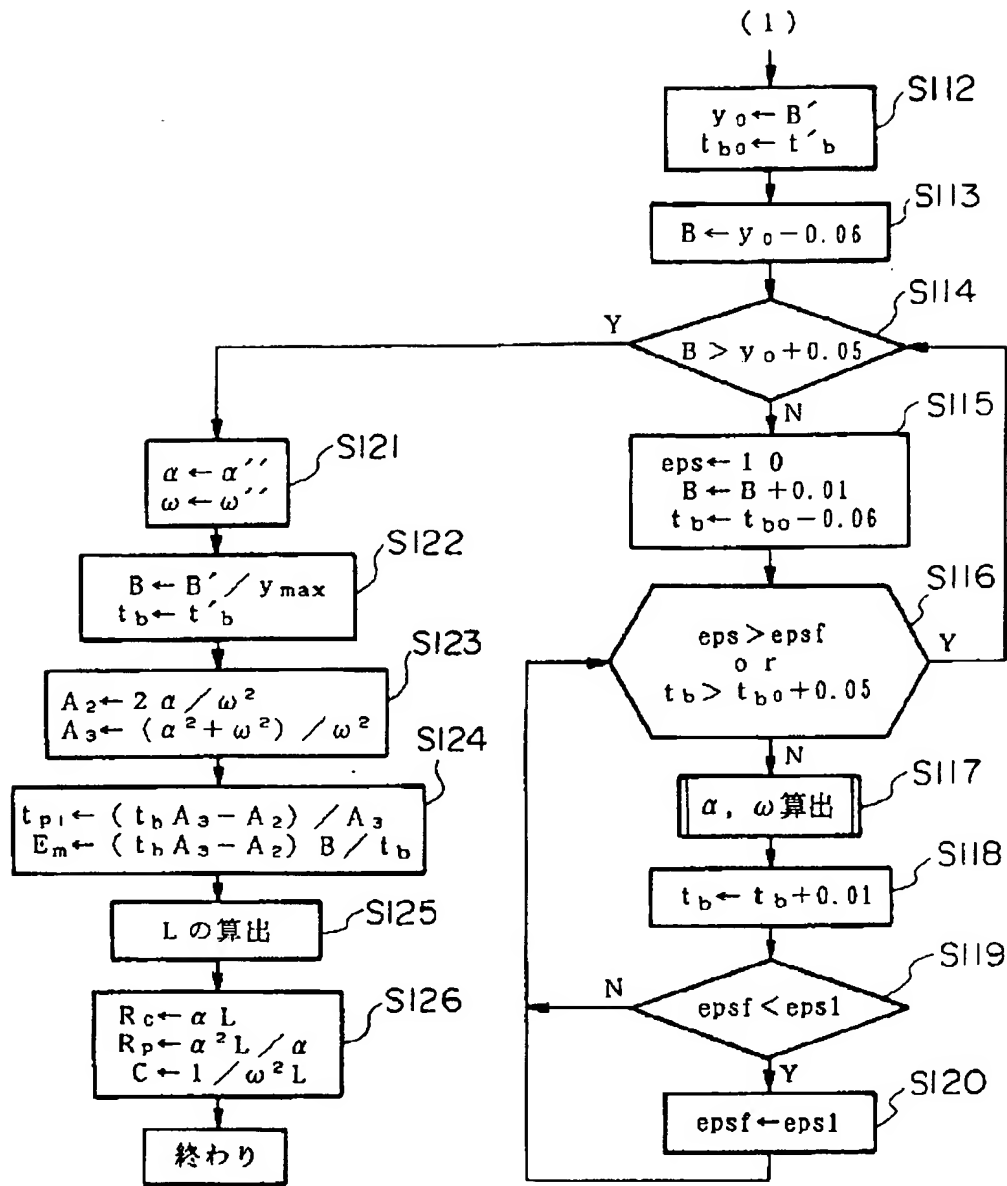
【図6】



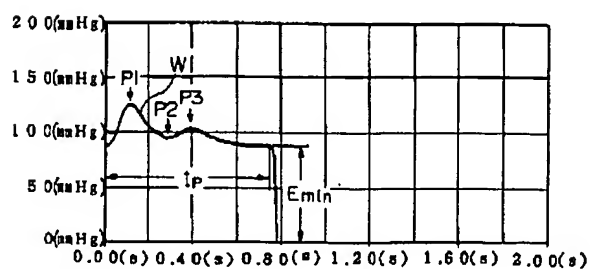
【図7】



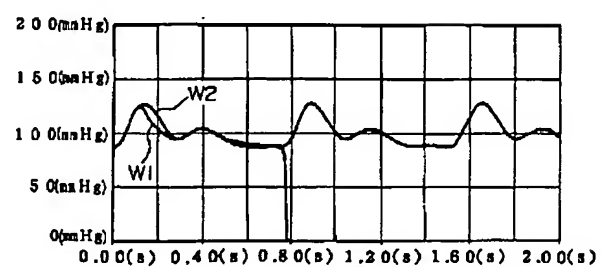
【図8】



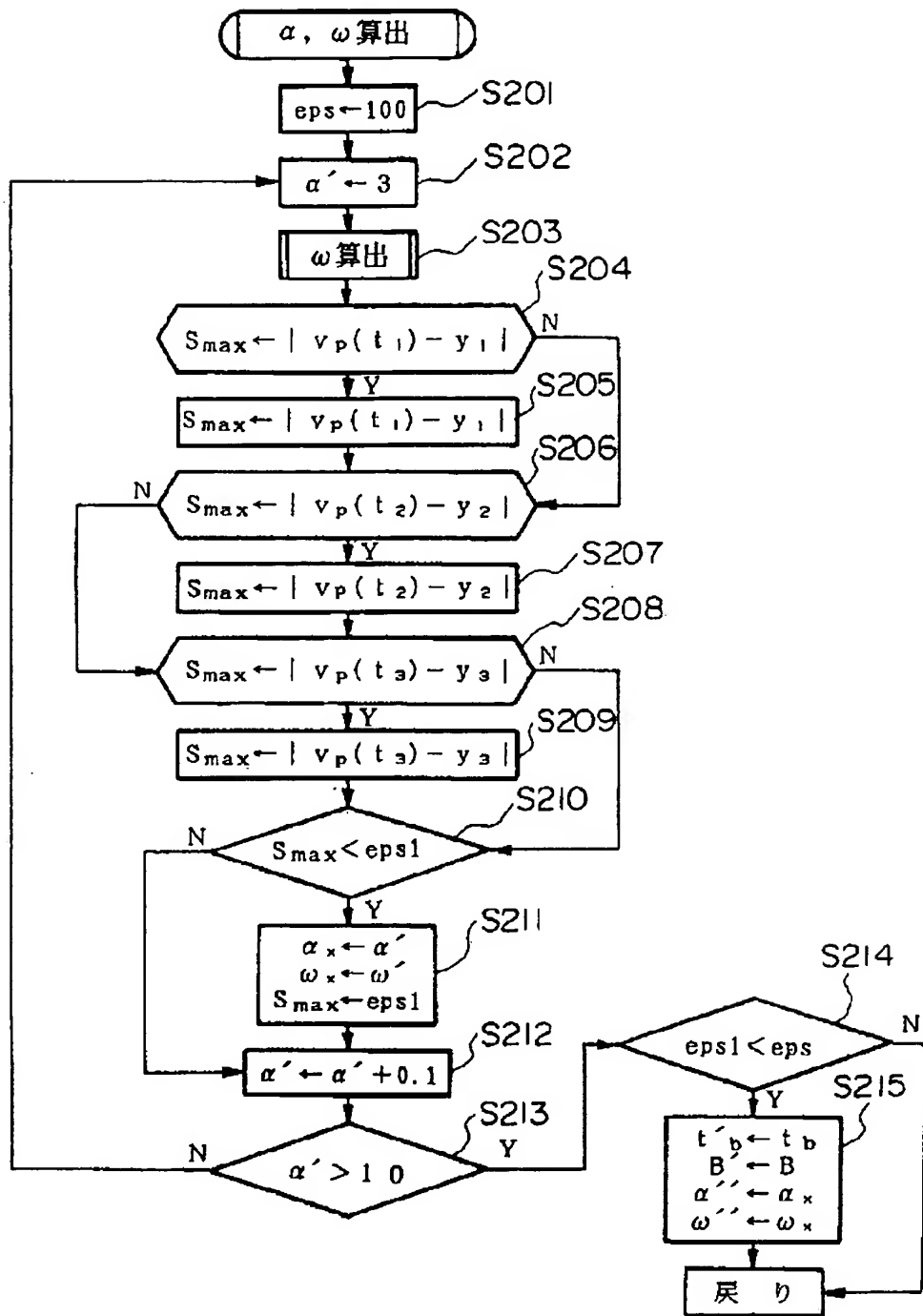
【図11】



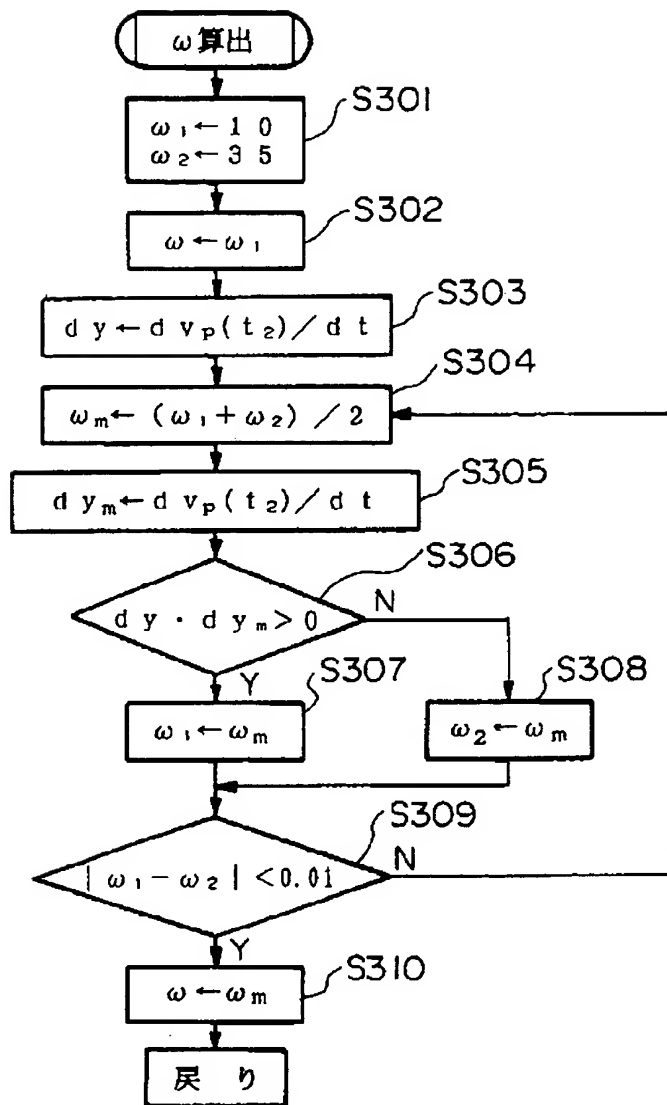
【図12】



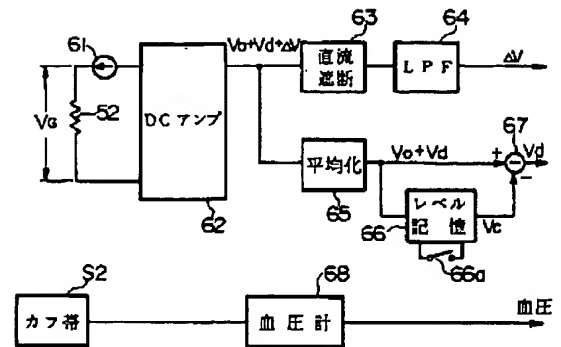
【図9】



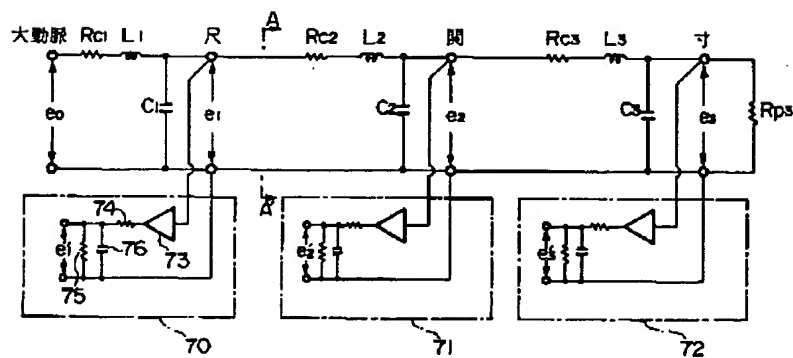
【図10】



【図16】



【図17】





## 【手続補正書】

【提出日】平成5年11月26日

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0024

【補正方法】変更

## 【補正内容】

【0024】次に大動脈起始部の圧力波形のモデリングを行う。一般に大動脈起始部の圧力波形は図4のような\*

$$0 \leq t < t_{r1} \text{の区間:} \\ e = E_0 + E_a (1 - (t / t_{r1})) \quad \dots (17)$$

$$t_{r1} \leq t < t_r \text{の区間:} \\ e = E_a \quad \dots (18)$$

そして、上記(17)式および(18)式によって表される電気信号eを図4の等価回路に入力した時の応答波※

$$0 \leq t < t_{r1} \text{の区間:} \\ v_r = E_{a1a} + B (1 - t / t_b) \\ + D_{a1} \exp(-\alpha t) \sin(\omega t + \theta_1) \quad \dots (19)$$

$$t_{r1} \leq t < t_r \text{の区間:} \\ v_r = E_{a1a} \\ + D_{a2} \cdot \exp\{-\alpha(t - t_{r1})\} \cdot \sin\{\omega(t - t_{r1}) + \theta_2\} \quad \dots (20)$$

上記式(19)における右辺第3項および上記式(20)における右辺第2項が既に説明した減衰振動部分(上記式(5))に対応するものであり、これらの項における $\alpha$ および $\omega$ は上記式(15)および(16)により与えられる。

## 【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0027

【補正方法】変更

## 【補正内容】

【0027】そして、残った定数 $D_{1a}$ 、 $D_{2a}$ 、 $\theta_1$ および $\theta_2$ は、橈骨動脈波形 $v_r$ が $t=0$ 、 $t_{r1}$ 、 $t_r$ において★

$$D_{1a} = \sqrt{\{(D_{11}^2 + D_{12}^2)\}} / \omega \quad \dots (31)$$

$$\theta_1 = \tan^{-1}(D_{11} / D_{12}) \quad \dots (32)$$

なる値が選ばれる。ただし、上記各式において、

$$D_{11} = (v_{01} - B - E_{a1a}) \omega \quad \dots (33)$$

$$D_{12} = (v_{01} - B - E_{a1a}) \alpha + (B / t_b) + (i_{01} / C) \quad \dots (34)$$

であり、 $v_{01}$ と $i_{01}$ は $t=0$ における $v_r$ と $i_c$ の初期値☆ ☆である。また、 $D_{2a}$ および $\theta_2$ は、

$$D_{2a} = \sqrt{(D_{21}^2 + D_{22}^2)} / \omega \quad \dots (35)$$

$$\theta_2 = \tan^{-1}(D_{21} / D_{22}) \quad \dots (36)$$

なる値が選ばれる。ただし、上記各式において

$$D_{21} = (v_{02} - E_{a1a}) \omega \quad \dots (37)$$

$$D_{22} = (v_{02} - E_{a1a}) \alpha + (i_{02} / C) \quad \dots (38)$$

であり、 $v_{02}$ と $i_{02}$ は $t=t_{r1}$ での $v_r$ と $i_c$ の初期値である。このようにして式(19)および(20)の各定数が得られた。

## 【手続補正3】

\*波形である。そこで、この圧力波形を図5に示す三角波で近似することにする。図5において近似波形の振幅と時間を $E_0$ 、 $E_a$ 、 $t_r$ 、 $t_{r1}$ とすると、任意の時間 $t$ における大動脈圧 $e$ は次式で表わされる。 $E_0$ は最低血圧(拡張期血圧)、 $E_0 + E_a$ は最高血圧(収縮期血圧)であり、 $t_r$ は一拍の時間、 $t_{r1}$ は大動脈圧の立ち上がりからその圧力が最低血圧値になるまでの時間である。

※形 $v_r$ (橈骨動脈波に対応)を本実施例においては以下のように近似する。

★で連続性を維持し得るような値、すなわち、下記条件a～dを満足する値が選ばれる。

a. 式(19)の $v_r(t_{r1})$ と式(20)の $v_r(t_{r1})$ とが一致すること

b. 式(20)の $v_r(t_r)$ と式(19)の $v_r(0)$ とが一致すること

c. 式(19)および式(20)の $t=t_{r1}$ における微分係数が一致すること

d. 式(19)の $t=0$ での微分係数および式(20)の $t=t_r$ における微分係数が一致すること

すなわち、 $D_{1a}$ および $\theta_1$ は、

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0028

【補正方法】変更

【補正内容】

【0028】さて、式(16)の角周波数 $\omega$ から逆算す\* \*ることにより中枢部での血管抵抗 $R_c$ は、

$$R_c = \{L - 2R_f \sqrt{(LC(1 - \omega^2 LC))}\} / CR_f \quad \dots (39)$$

となる。ここで、 $R_c$ が実数でかつ正となる条件は、

$$4R_f^2 C / \{1 + (2\omega R_f C)^2\} \leq L \leq 1/\omega^2 C \quad \dots (40)$$

である。一般に $R_f$ のオーダーは $10^3$  (dyn・s/cm<sup>5</sup>)程度、 $C$ は $10^{-4}$  (cm<sup>5</sup>/dyn)程度であり、また、 $\omega$ は脈波に重畳している振動成分の角周波数であるから $10$  ※

$$L = 1 / (\omega^2 C) \quad \dots (41)$$

とおくと、 $R_c$ は、

$$R_c = L / (CR_f) \quad \dots (42)$$

となる。また、式(41)および(42)の関係より式★ ★(15)の減衰定数 $\alpha$ は、

$$\alpha = 1 / (CR_f) \quad \dots (43)$$

となる。(41)式～(43)式の関係を用いて、 $\alpha$ と ☆いて残りのパラメータを表わすと、  
 $\omega$ 及び四定数のいずれか1つ、例えば血液の慣性 $L$ を用☆

$$R_c = \alpha L \quad \dots (44)$$

$$R_f = \omega^2 L / \alpha \quad \dots (45)$$

$$C = 1 / (\omega^2 L) \quad \dots (46)$$

となる。上式(44)～(46)より、モデルのパラメータは $\alpha$ 、 $\omega$ および $L$ が得られることにより確定することは明らかである。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0037

【補正方法】変更

【補正内容】

【0037】＜実施例の動作＞図6～10はこの脈波解析装置の動作を示すフローチャートである。また、図11は平均化処理により得られた橈骨動脈波形を示す波形図、図12はパラメータ算出処理により得られた橈骨動脈波形W2と平均化処理により得られた橈骨動脈波形W1とを対比した波形図である。以下、これらの図を参照し本実施例の動作を説明をする。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0043

【補正方法】変更

【補正内容】

【0043】

第1ポイント： $t_1 = 0.104$  (s)、 $y_1 = 123.4$  (mmHg)

第2ポイント： $t_2 = 0.264$  (s)、 $y_2 = 93.8$  (mmHg)

第3ポイント： $t_3 = 0.38$  (s)、 $y_3 = 103.1$  (mmHg)

1拍の時間： $t_r = 0.784$  (s)

最低血圧： $E_{s10} = 87.7$  (mmHg)

1回拍出量データ： $SV = 103.19$  (cc/beat)

なお、第2ポイントP2と第3ポイントP3を区別する

※ (rad/s) 以上であるとみてよい。このため、式(40)の下限はほぼ $1/\omega^2 C$ とみなせる。そこで、 $L$ を簡略化のため近似的に、

ことが困難ななだらかな脈波の場合には、第2と第3ポイントの時間を $t_2 = 2t_1$ 、 $t_3 = 3t_1$ としてその点の血圧値を決定する。そして、計算の簡略化のため、図13に示すA点の血圧値 $y_a$ を用いて $y_1 \sim y_3$ の正規化処理を行い(ステップS102、S103)、Bの値を $(y_a/2) - 0.1$ に初期化する(ステップS104)。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0046

【補正方法】変更

【補正内容】

【0046】f. そして、 $t_{r1}$ 、 $E_s$ 、 $E_o$ を式(28)～(30)、(44)～(46)に基づいて算出する(ステップS123、S124)。この結果を以下例示するものが得られる。

$$t_{r1} = 0.588 \text{ (s)}$$

$$E_s = 27.4 \text{ (mmHg)}$$

$$E_o = 90.3 \text{ (mmHg)}$$

【手続補正7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0049

【補正方法】変更

【補正内容】

【0049】確認のため、算出したパラメータで式(40)を計算すると、

$$6.969 \leq L \leq 7.021$$

となり、式(41)の近似は妥当であるといえる。また、図12に示す通り、算出したパラメータを用いて計算した橈骨動脈波形と実測波形(1分間の平均波形)とは非常によく一致しているといえる。